

SZOTE Számítástechnikai Központ, Élettani Intézet

Egyszerű számítástechnikai módszerek intenzív osztályon fekvő betegek EEG-jének jellemzésére

Őri Zsolt és Rubicsek György

A SZOTE Élettani Intézet, Idegklinika, az Intenzív Osztály és a Számítástechnikai Központ munkatársaiból alakult munkacsoportunk feladata, hogy súlyos állapotban levő betegek EEG monitorozására alkalmas módszereket dolgozzon ki. Előadásunk célja az irodalomban közölt módszerek áttekintése és az egyszerű EEG kiértékelő módszerek használhatóságának bemutatása.

Az EEG monitorozás lényege az agyi elektromos aktivitás változásainak nyomonkövetése (1). A fontosabb jelentések közé tartozik még: megfigyelés, őrzés, regisztrálás, folyamatos mérés, dokumentálás, riasztás, az állapot rosszabbodása esetén figyelmeztető jelzés. Az EEG monitorozásnak szerepe lehet a beteg állapotának előrejelzésében és a megelőzésben (2), (3). Munkacsoportunk ezt a feladatot több lépcsőben és csak speciális területeken próbálja megoldani.

Az EEG monitorozási módszereket a nemzetközi irodalom áttekintése alapján három nagy csoportba soroltuk:

I. Egyszerű EEG kiértékelő módszerek.

- amplitudo, és periódus analízis (4)
- Hjorth paraméterek (5)

II. Frekvenciatartománybeli módszerek

- Compressed Spectral Array (6)
- szűrés speciális karakterisztikájú szűrőkkel (3)

### III. Frekvencia és időtartománybeli módszereket felhasználó EEG monitorozó berendezések

- Cerebral Function Monitor (2)
- Cerebral Function Analysing Monitor (2)
- Fourier és Berg Fourier analizátor (7)

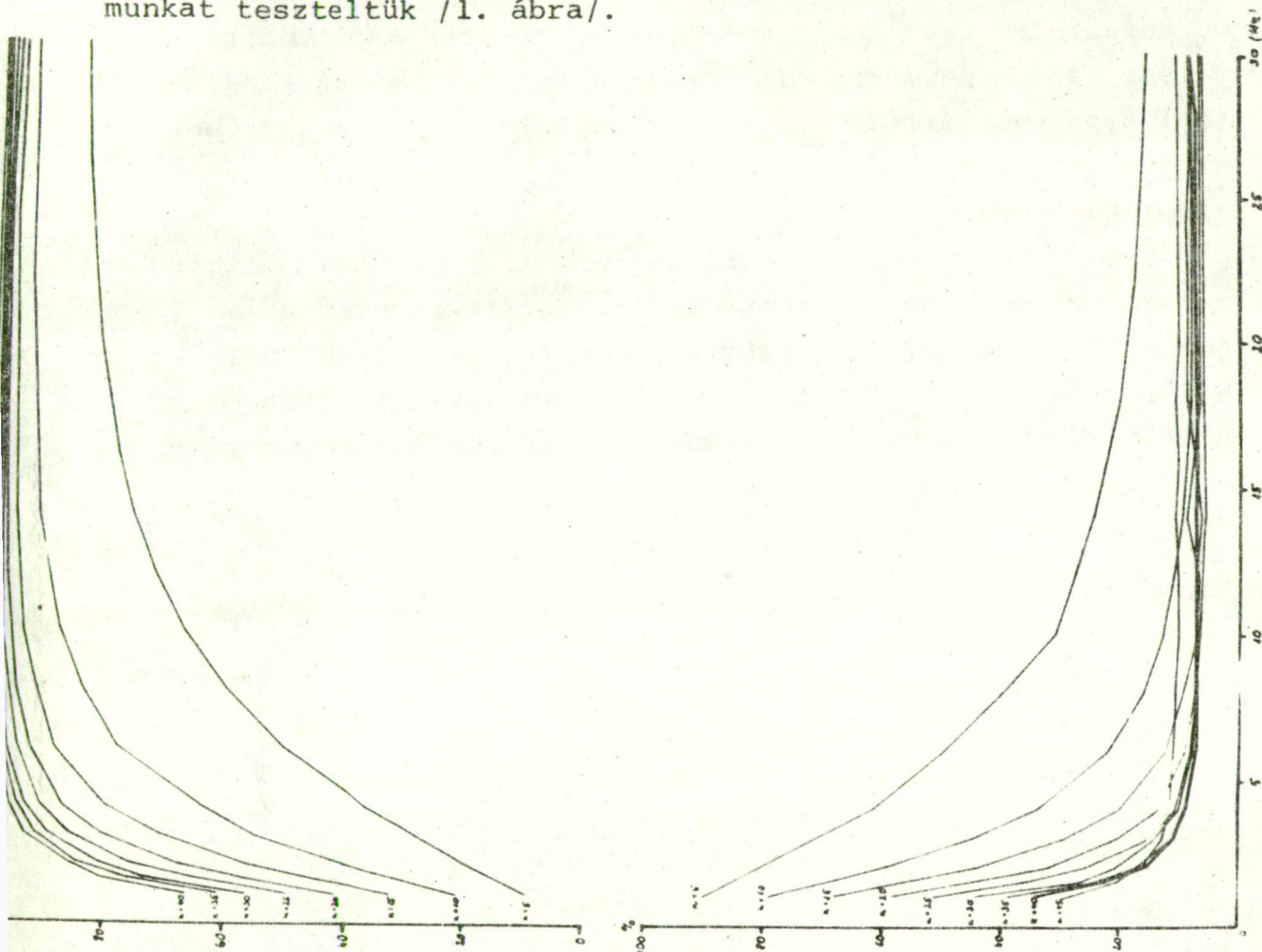
Jelen munkánkban az I. osztályba tartozó módszerek alkalmazását és bővítésének lehetőségeit mutatjuk be.

A programok tervezésénél úgy jártunk el, hogy az egyszerű módszerekkel kapcsolatos igényeket minél teljesebben ki tudjuk elégíteni. A kiértékelésnél két fázis különböztethető meg. Az egyik az on-line is működtethető négy csatornás adattömörítő program, amely a redukált adatok diszkrét tárolásán kívül bizonyos paraméterek szakaszonkénti értékének kiszámítását és kívánt módon történő megjelenítését is lehetővé teszi. A redukált adatok további elemzése off-line történhet. Az adatredukálás lényege, hogy a vizsgált szakaszból - ezek hossza tetszőlegesen választható - Hjorth paramétereket számolunk. (9), (10), valamint az EEG-t zero-crossing figyelembevételével félhullámokra bontjuk. A félhullámokat amplitudójukkal, hullámhosszukkal és félhullám alatti területükkel jellemezzük. Ez utóbbi adatok, valamint a Hjorth paraméterek kerülnek eltárolásra. Bár az általunk alkalmazott félhullámokra bontás a szuperponálódott hullámokat nem tudja elkülöníteni, ez az egyszerűsítés az EEG monitorozás szempontjából nem tűnik lényegesnek (4). Az alapvonal stabilitása ennél az eljárásnál különösen fontos, ezért egy egyszerű digitális aluláteresztő szűrőt használunk az alapvonal számításához (8) és ezt az eredeti görbéből levonjuk. A digitális szűrő:

$$y(k) = \frac{x(k)}{N} + \frac{N-1}{N} y(k-1)$$

ahol  $x(i)$  ( $i=1,2,\dots$ ) mintapontok  
 $y(i)$  ( $i=1,2,\dots$ ) az alapvonal pontjai  
 $N$  szűrőparaméter.

Ezen egyszerű szűrőalgoritmus felhasználhatóságának demonstrálására és a szűrőparaméter optimális választására programunkat teszteltük /1. ábra/.



1. ábra

## Az alapvonal-korrigáló algoritmus tesztelése

Az alapvonal ingadozásának tekinthető 0,5 Hz-es és EEG frekvenciájú /1-30 Hz/ szinusz összegfüggvényét felhasználva vizsgáltuk, hogy az alapvonal korrigáló algoritmus különböző szűrőparaméterek esetén mennyire adja vissza a választott EEG frekvenciájú szinusz hullám amplitudóját. Az alapvonal korrigálása után nyert amplitudók átlagának és az e-

eredeti EEG frekvenciájú szinusz amplitudójának arányát százalékban kifejezve különböző szűrőparaméterek esetén az első ábra felső grafikonja mutatja. Az eredeti amplitudótól való átlagos négyzetes eltérés az alapvonal korrigálása utáni amplitudó értékek szórására ad információt. Ez utóbbi az eredeti amplitudóhoz viszonyítva százalékban az 1. ábra alsó grafikonján látható.

250 Hz-es mintavételezés esetén, mint az ábrán látható  $N = 40$  szűrőparaméterrel tudtuk az EEG frekvenciákat legjobban rekonstruálni. A Hjorth paramétereket az EEG nullvonal metszésekből, valamint az extremumok és inflexiós pontok számából becsüljük (9) alapján. Ezen becslések helyesége nulla középértékű Gaus folyamatokra érvényes, melyet az EEG-ről felteszünk.

A Hjorth paraméterek definíciója:

aktivitás  $\sigma_0$

mobilitás  $\sigma_1 / \sigma_0$

komplexitás  $[\sigma_2^2 / \sigma_1^2 - \sigma_1^2 / \sigma_0^2]^{1/2}$

ahol

$$\sigma_n^2 = \frac{1}{T} \int_{t-T}^t f^{(n)}(t) dt = \int_{-\infty}^{+\infty} \omega^{2n} S(\omega) d\omega = m_{2n}$$

$f^{(n)}(t)$  az  $f(t)$  függvény  $n$ -dik deriváltja

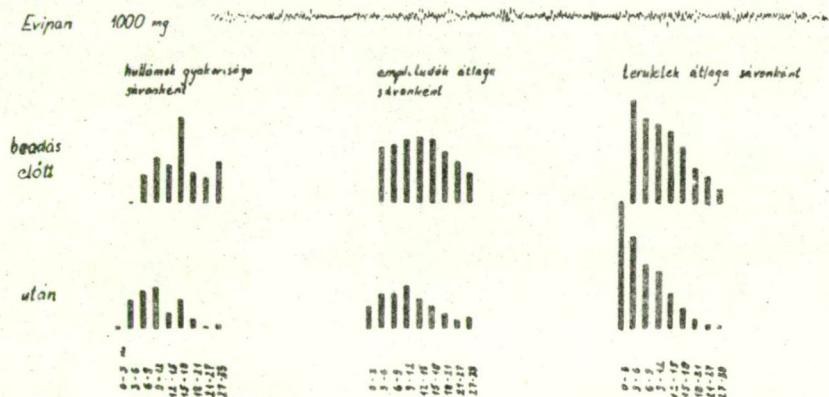
$\sigma_n$   $f^{(n)}(t)$  varianciája

$S(\omega)$  teljesítmény sűrűség spektrum

$m_n$   $S(\omega)$   $n$ -dik momentuma



A félhullámok paramétereire redukált EEG megtartja a leglényegesebb információkat, viszont a tárolandó adatok mennyisége jelentősen lecsökken. Ezen adatok birtokában mód van tetszőleges hisztogramok készítésére, illetve különböző paraméterek számítására a felhasználó kívánsága szerint. A fenti módszereket egy intenzív osztályon fekvő foszfát-észter mérgezett beteg gyógyszeres kezelése közben felvett EEG-n mutatjuk be. A különböző paraméterek kiértékelésére 8 másodperces szakaszokat vettünk alapul.

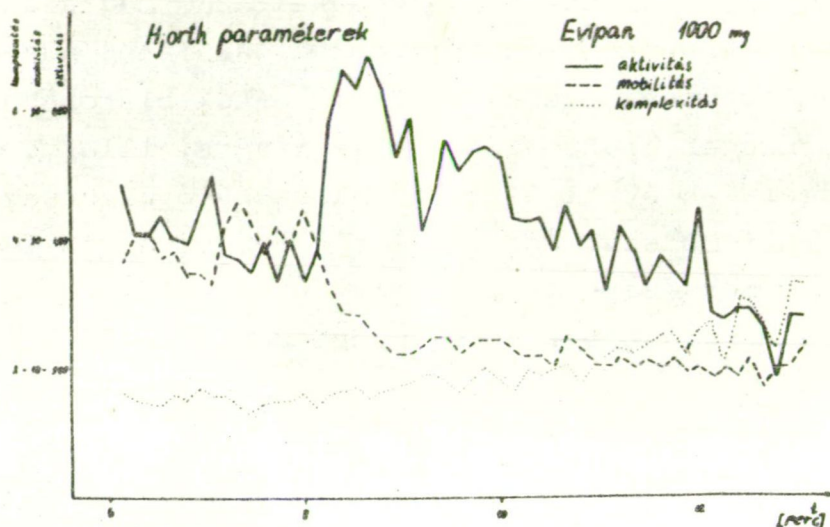


2. ábra

Különböző hisztogramok Evipan beadás előtt és után

A 2. ábrán Evipan beadás előtti és utáni EEG szakaszból számolt különböző hisztogramok láthatók. Ezek az egyes frekvenciasávokba eső félhullámok gyakoriságát, átlag amplitudóját és átlag területét mutatják.

A Hjorth paraméterek változását láthatjuk a 3. ábrán a gyógyszer hatásának kifejlődése során. A nagyfrekvenciás alacsony amplitudóju alapaktivitáshoz a szer beadására alacsony frekvenciás nagy amplitudóju hullámok társulnak, amelyek amplitudója később csökken. Ebben a periódusban a hullámformák eloszlása dysrhythmia képét mutatja. A folyamatot végig kísérhetjük bizonyos frekvenciasávokban előforduló

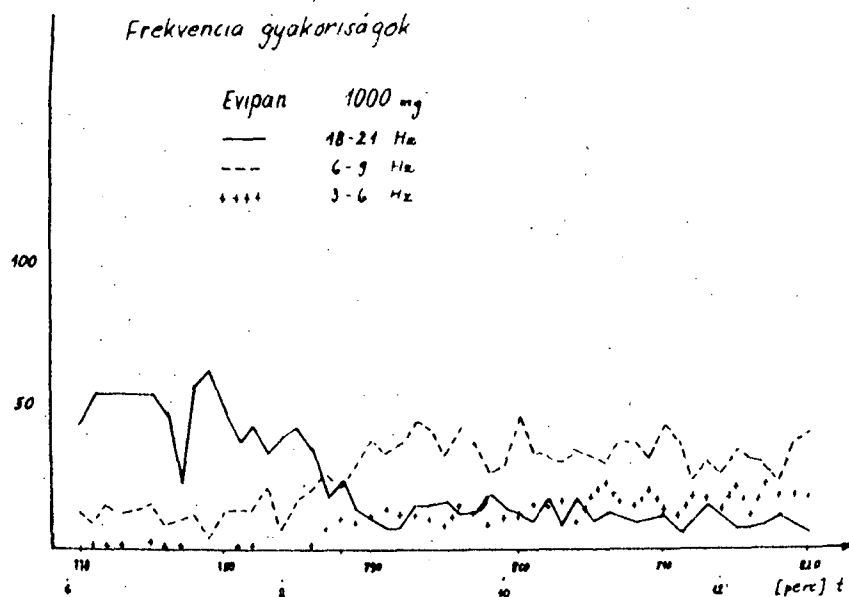


3. ábra

A Hjorth paraméterek változása az Evipan hatásának kifejlődése során. A szer beadása a 7. percben történt.

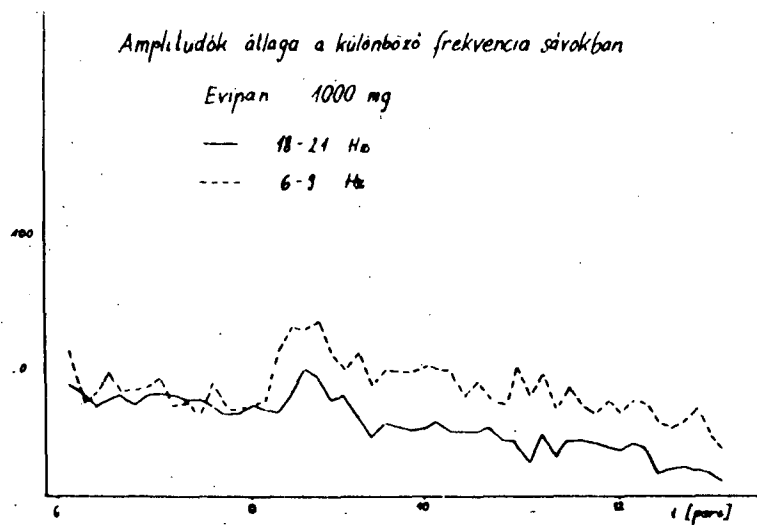
hullámgyakoriságok /4. ábra/, amplitudóátlagok /5. ábra/ és területátlagok alakulásával /6. ábra/. Szemléletesen tükrözi egy EEG szakasz hullámösszetételét az amplitudó-hullámhossz koordinátájú pontok gyakoriságát bemutató 7. ábra.

Összefoglalva elmondhatjuk, hogy programjaink felhasználhatók EEG monitorozásra, mivel az EEG-ben történő változások kívánt szempontok szerinti nyomonkövetése lehetséges, illetve a módszer egyszerűségénél fogva több csatornás online feldolgozásra alkalmas.



4. ábra

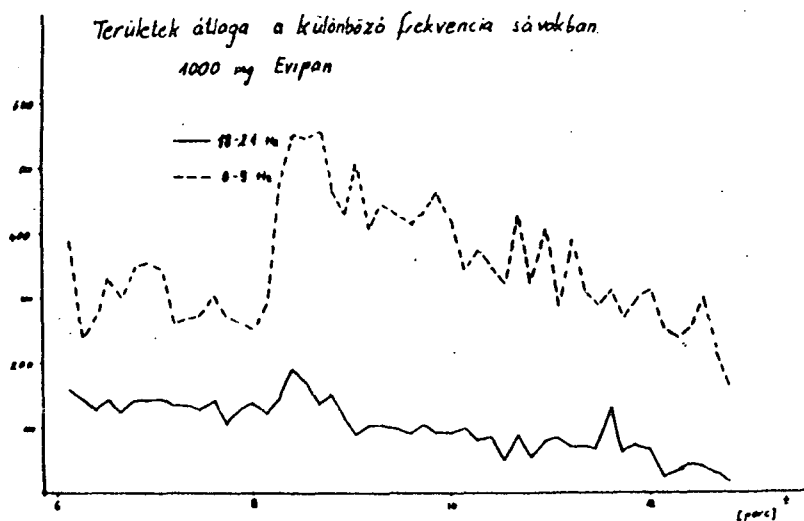
Az egyes frekvencia sávokba eső félhullámok abszolút gyakorisága



5. ábra

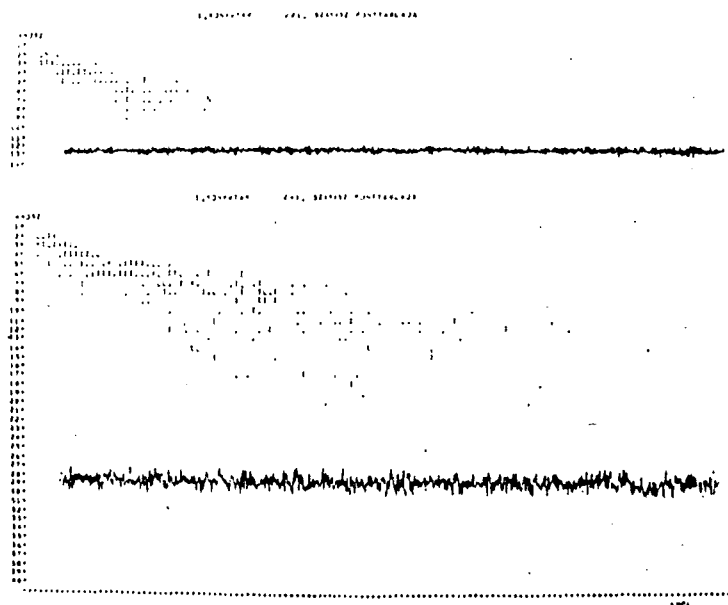
Az egyes frekvencia sávokba eső félhullámok átlag amplitudója





6. ábra

Az egyes hullámsávokba eső félhullámok alatti területek  
átlaga



7. ábra

Althesin beadás előtt /felső/ és után /alsó/ a hullámösszetétel ábrázolása. Az amplitudó és hullámhossz koordinátájú pontok gyakoriságát különböző karakterekkel /., I, L, X, \*/ jelöltük. Az öt fokozat közül a \* jelöli a legnagyobb gyakoriságú pontot. A többi arányosan kisebb gyakoriságot jelöl.



Irodalomjegyzék

- (1) G.H. Glaser Ed.; Metabolic, Endocrine and Toxin Diseases, vol. 15., part C, Handbook of Electroencephalography and clinical Neurophysiology /A.Remond, Editor-in-Chief/ Amsterdam, The Netherlands: Elsevier, 1976, pp. 5-15.
- (2) Pamela F. Prior, Monitoring Cerebral Function Elsevier/North-Holland, Amsterdam, New York, Oxford, 1979.
- (3) John S. Barlow and Janet Dubinsky, Some Computer Approaches to Continuous Automatic Clinical EEG Monitoring, Quantitative Analytic Studies in Epilepsy. Ed. P. Kellaway and I. Petersen. Raven Press, New York 1976, pp. 309-327.
- (4) R.N. Harner, Computer Analysis and Clinical EEG Interpretation-Perspective and Application, in CEAN - Computerised EEG Analysis, G. Dolce and H. Künkel, Eds. Stuttgart, Germany: Fischer, 1975, pp. 337-343.
- (5) B. Hjorth, Analysis Based on Time Domain Properties, Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 1970. 29: 306-310.
- (6) R.G. Bickford, Computer Analysis of Background Activity, in EEG Informatics. A Didactic Review of Methods and Applications of EEG Data Processing, A. Remond, Ed. Amsterdam, The Netherlands: Elsevier/North Holland, 1977, pp. 215-232.
- (7) G. Sciaretta, P. Erculiani, Introduction to EEG Spectral Analysis. From the 2nd Theoretic-

-practical Cours on: Evoked Potentials and EEG Quantitative Analisis, Turin, October, 1977.

- (8) D. Burger, Analysis of Electrophysiological Signals: a Comparative Study of Two Algorithms. Comput. Biomed. Res. 13, 73-86, 1980.
- (9) Frequency and Correlation Analysis, vol. 5, part A. M. Matousek. Ed., of Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology /A.Remond, Editor-in-Chief/ Amsterdam, The Netherlands: Elsevier, 1973, pp. 5-15.
- (10) B. Hjorth, Time Domain Descriptors and Their Relation to a Particular Model for Generation of EEG Activity, in CEAN-Computerised EEG Analysis, G. Dolce and H. Künkel, Eds. Stuttgart Germany: Fischer, 1975, pp. 1-8.